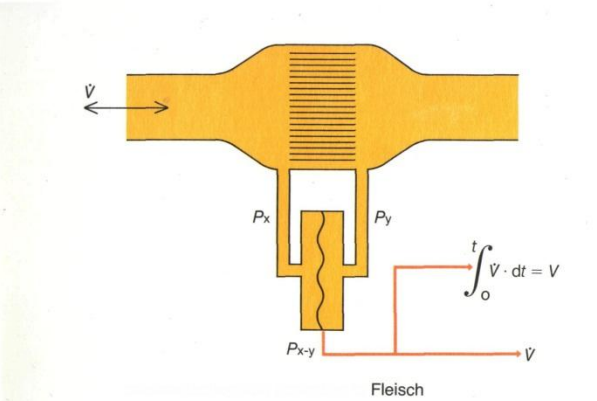
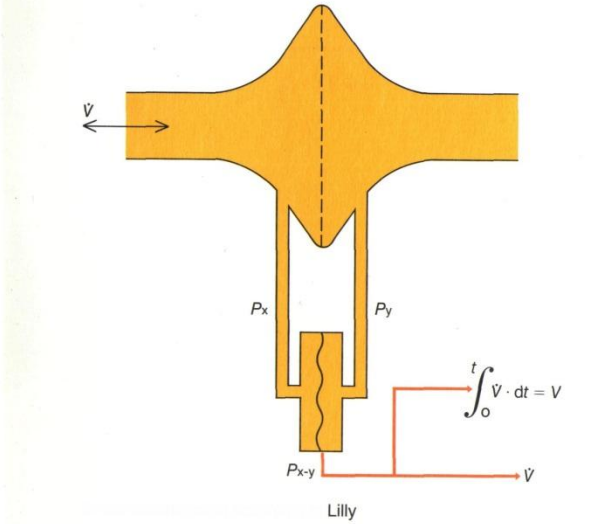
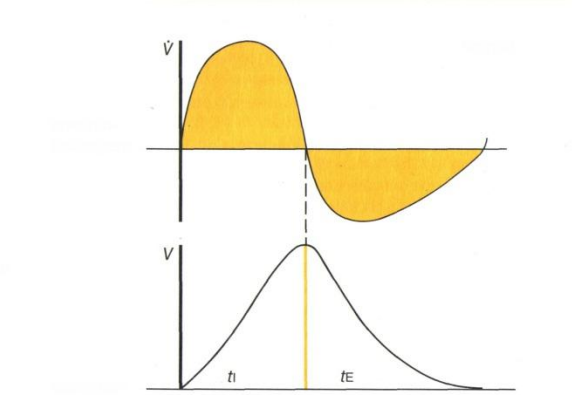
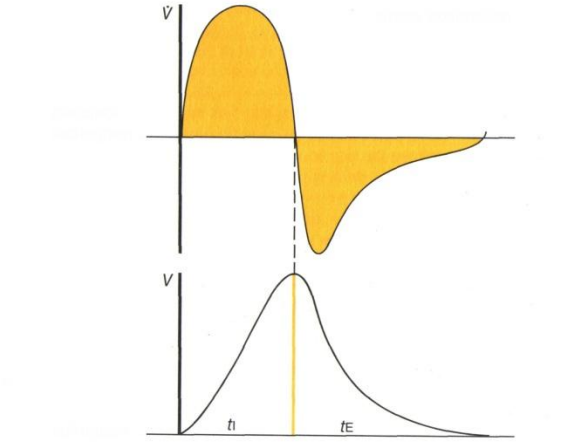
Лекция 5
Методы исследования механики дыхания

Легочные объемы, измеряемые методами флоуметрии. Флоуметрия на основе трубок Флейша и Лилли, другие методы измерения дыхательного потока.





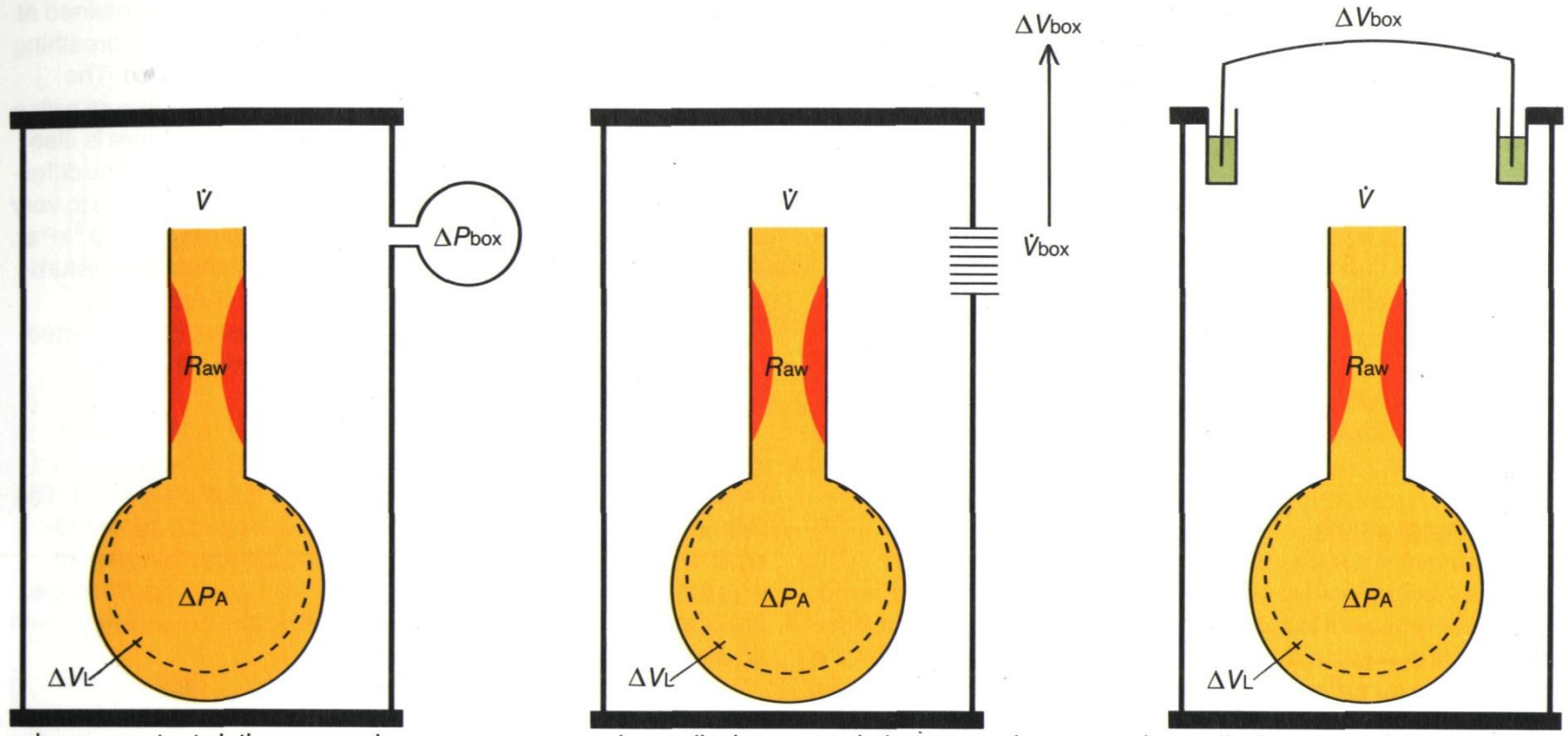




$$P_{x-y} = k * dV/dt$$

$$\int P_{x-y} * dt = \int k * dV = k * V$$

Метод плетизмографии всего тела, его применение для измерения ФОЕ.



volume-constant plethysmograph:
measurement of the pressure change (differential manometer)

volume-displacement plethysmograph:
measurement of volume change by electronic integration of flow (pneumotachograph)

volume-displacement plethysmograph:
measurement of volume change by a wide-cylinder spirograph

Комплексное функциональное исследование внешнего дыхания

Комплексная установка серии «MasterScreen» («E.Jaeger», Германия):

- Спирометрия
- Бодиплетизмография
- Определение диффузионной способности легких
- Определение эластических свойств легких

Определение газового состава крови:

«Comact-2» (фирма «AVL», Австрия

Метод плетизмографии всего тела, его применение для измерения ФОЕ

Уравнение для плетизмографа

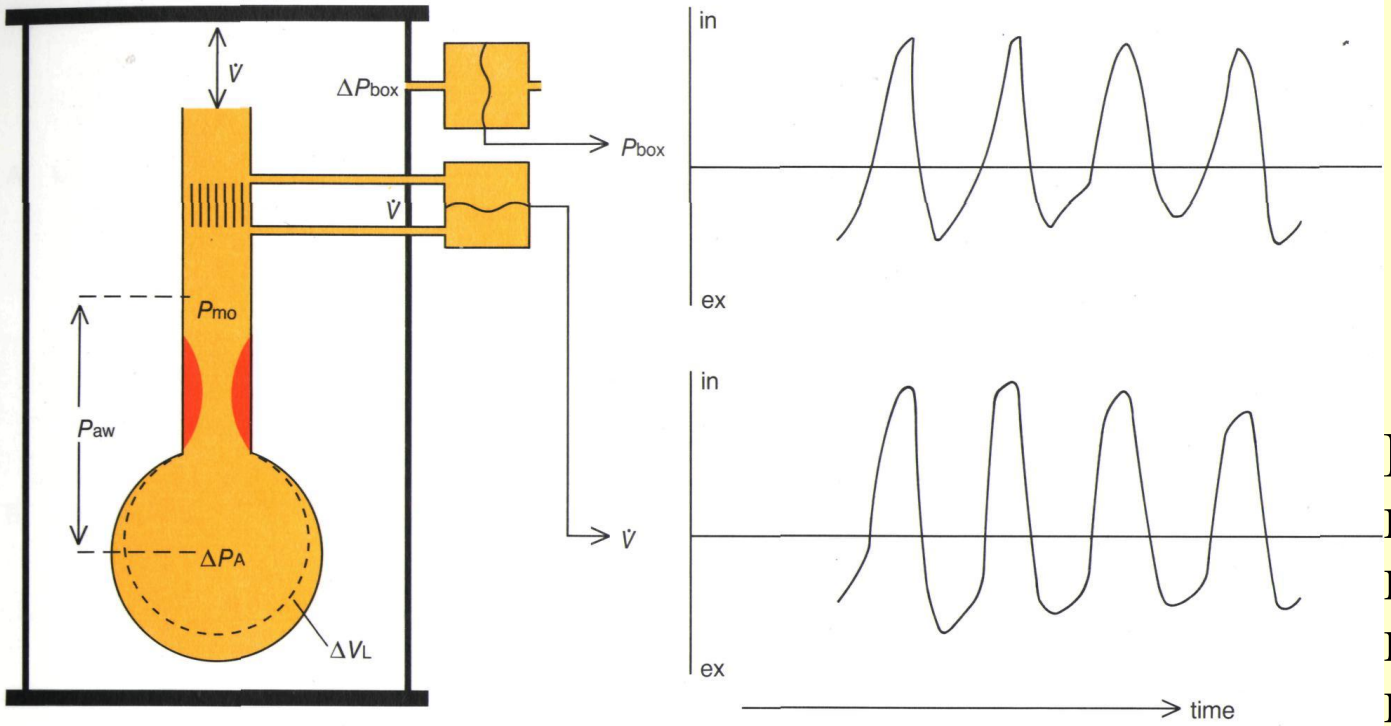
$P_1V_1 = P_2(V_1-\Delta V)$, точнее- адиабата

для легких $P_3V_2 = P_4(V_2+\Delta V)$,

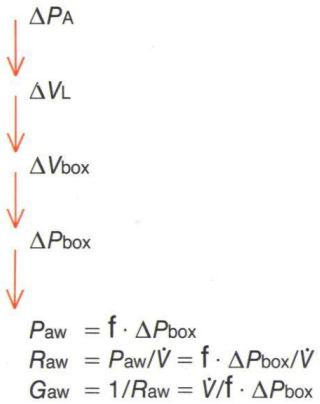
Величина ФОЕ:

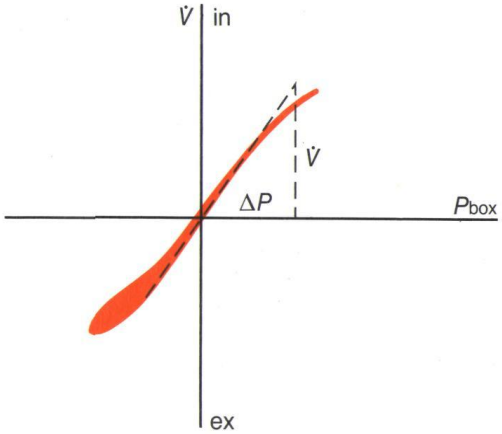
$V_2 = P_4(P_2-P_1)V_1/(P_2(P_3-P_4))$,

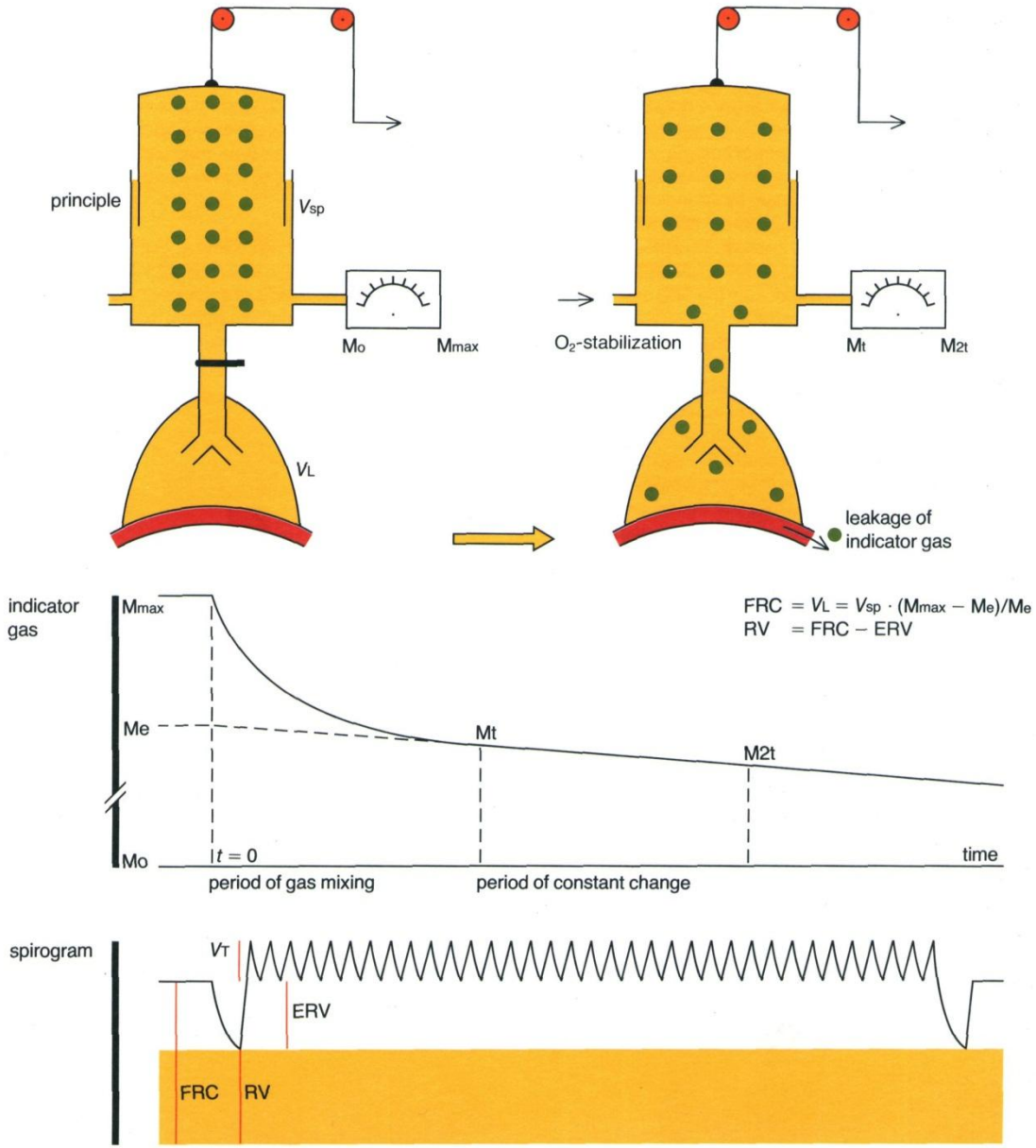
Для адиабаты получить самим



Метод плетизмографии всего тела, его применение для измерения R





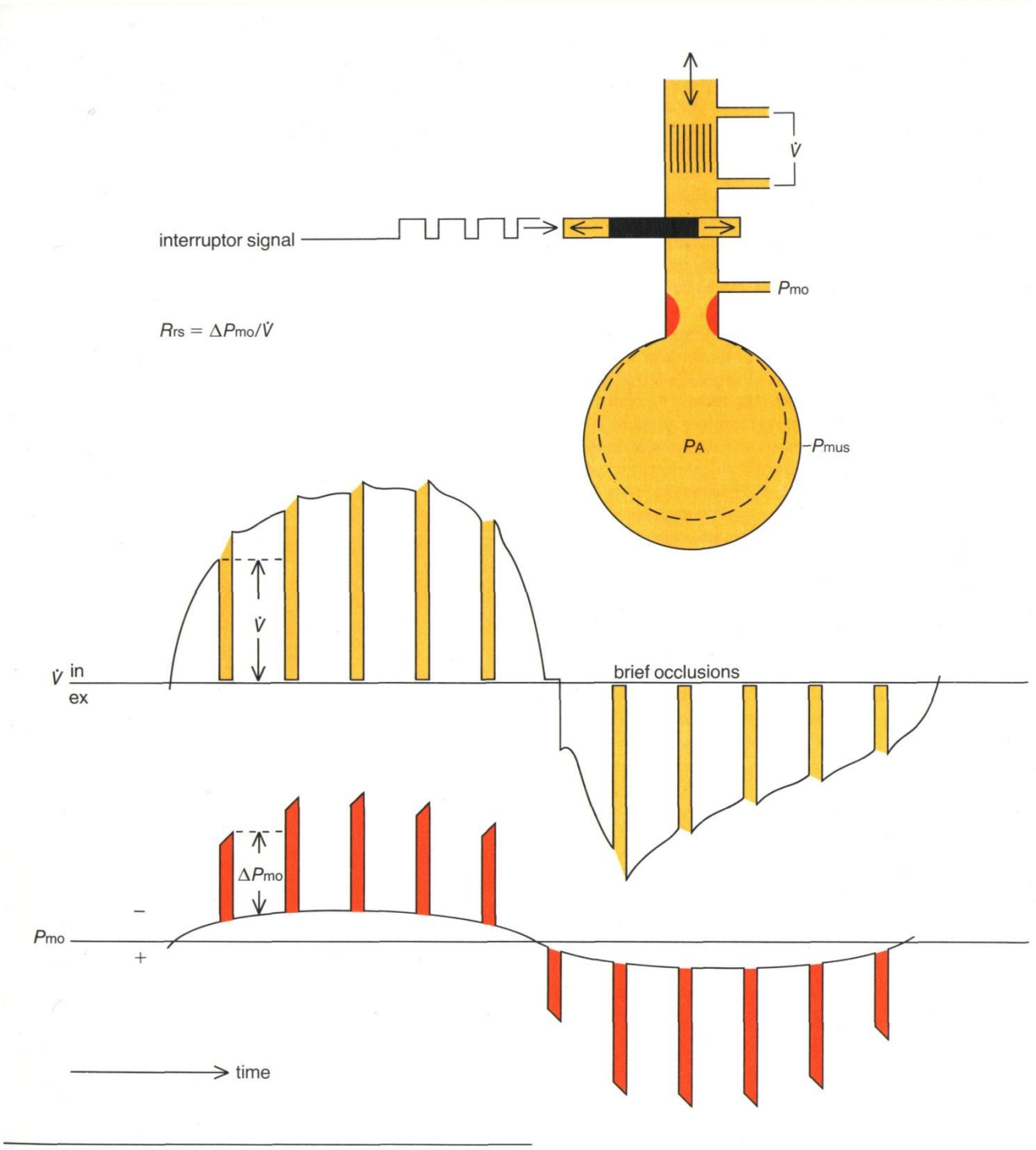


3.3 Measurement of lung volume by an indicator gas

for abbreviations see text and 3.4
modified from G.J. Tammeling, 1975

- Измерение объема легких с помощью индикаторного газа

- Измерение сопротивления дыхательных путей методом прерывания потока



Импульсная осциллометрия:
физические принципы метода

1. Физические принципы метода - Осцилляторная механика дыхания

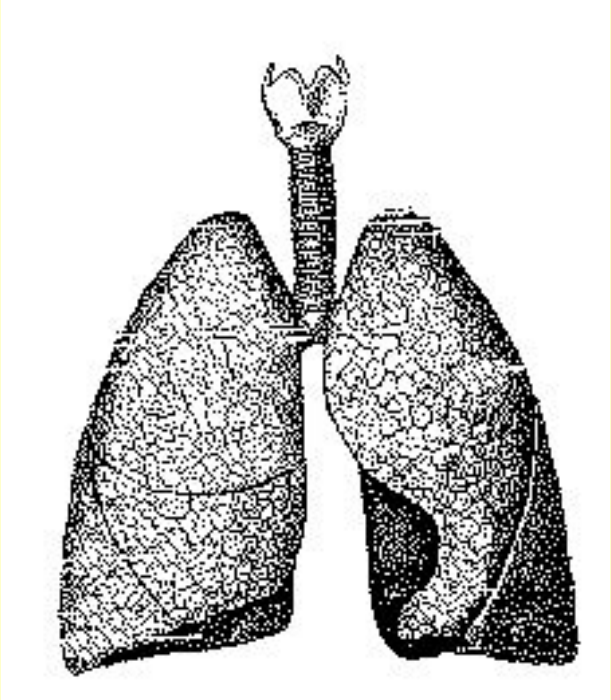
- Импульсная осциллометрия – один из методов осцилляторной механики дыхания.

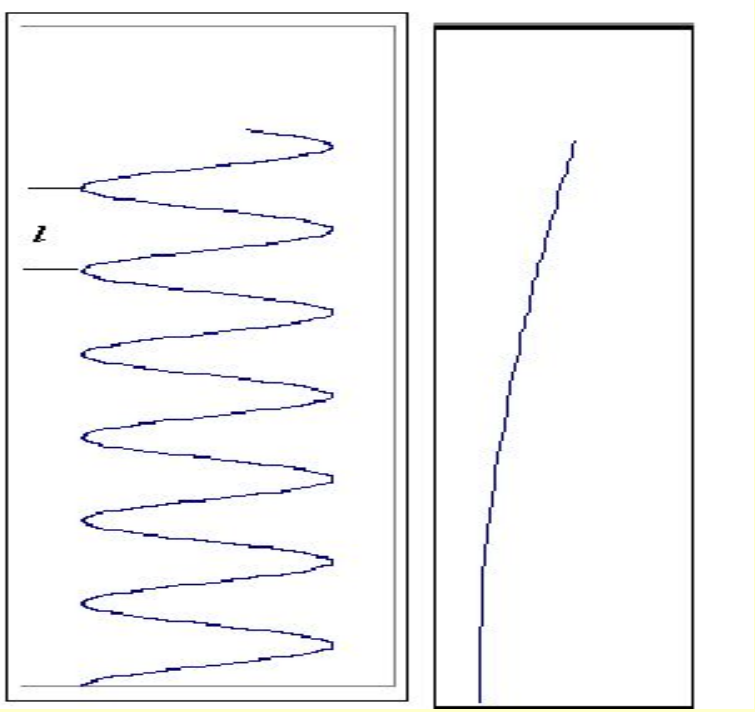
- Осцилляторной механикой дыхания называют область механики дыхания, посвященную исследованию колебательных процессов в дыхательном тракте на частотах от долей Гц до десятков кГц.

- Исследование биомеханики колебательных процессов в системе дыхания началось в середине 20-го века, с работ A. Dubois и соавторов, предложивших метод вынужденных колебаний [Dubois et al., 1956]. Они же разработали первые математические модели дыхательного тракта, описывающие колебательные процессы.

Модели, применяемые в осцилляторной механике дыхания

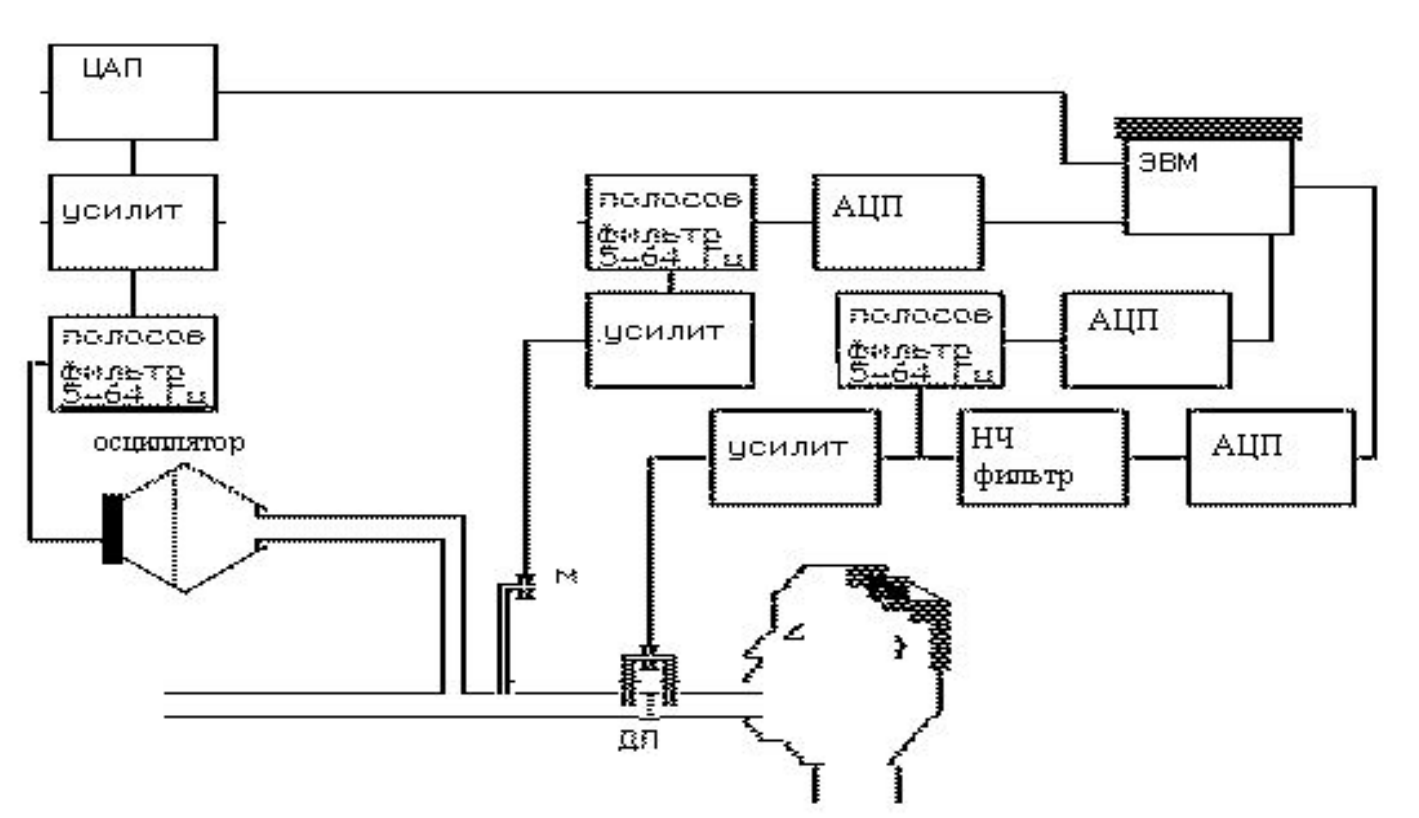
- Соотношение между размерами легких L и характерной длиной волны l рассматриваемого процесса в легких. На рис Б, В схематично представлены профили давления в легких для быстрого процесса (Б) и медленного процесса (В). Если $l >> L$, то можно применять модели с сосредоточенными параметрами (В), в противном случае надо учитывать распространение механической волны по легким и применять модели с распределенными параметрами (Б).





- А Б В

Схема установки для измерения механического импеданса дыхательного тракта методом вынужденных колебаний.



- Представлена установка, предназначенная для измерения импеданса в диапазоне частот от 5 до 64 Гц. С помощью ЭВМ создается сигнал, содержащий колебания с заданным спектром. Осциллятор (громкоговоритель) создает колебания давления и потока в диапазоне частот 5-64 Гц, которые поступают в пневматический тракт установки. Частично этот осцилляторный поток уходит в атмосферу (на схеме – левая ветвь пневматического тракта установки), а частично – в дыхательную трубку, мундштук и далее в дыхательные пути исследуемого человека (на схеме – правая ветвь пневматического тракта). Колебания давления и потока в дыхательной трубке измеряются датчиком давления М и датчиком потока ДП соответственно.

Механический импеданс

- Если колебания давления P и
- потока $\dot{V}$

представлять в комплексном виде,

- то импеданс равен отношению комплексных величин давления и потока
- Импеданс является комплексным числом (здесь i - мнимая единица).
- Модуль импеданса равен отношению амплитуд колебаний давления и потока ,
- фаза импеданса равна фазовому сдвигу между давлением и потоком
- действительная часть импеданса и
- мнимая часть импеданса (реактанс) .

$$P(t) = |P| \cdot \exp i(\omega t + \Theta_p)$$

$$\dot{V}(t) = |\dot{V}| \cdot \exp i(\omega t + \Theta_V)$$

$$Z_{rs} = P / \dot{V}$$

$$Z_{rs} = |Z_{rs}| \cdot \exp i\Theta_{rs}$$

$$|Z_{rs}| = |P| / |\dot{V}|$$

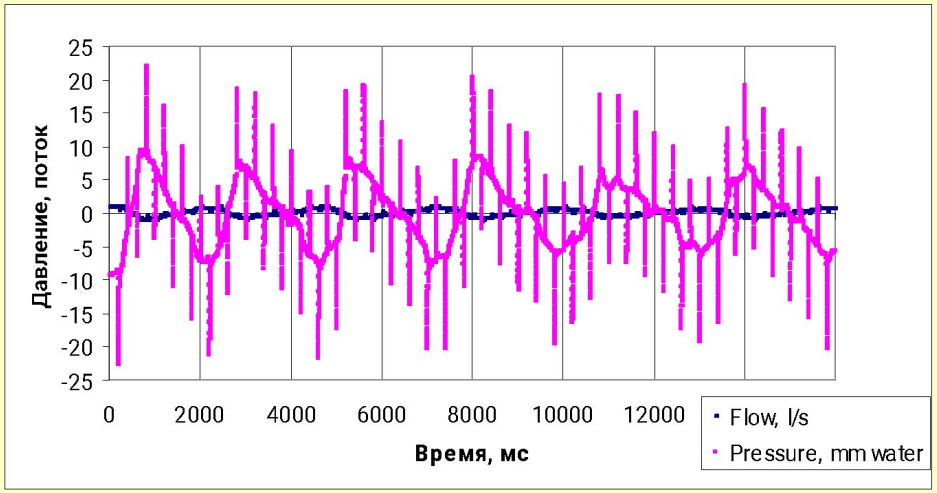
$$\Theta rs = \Theta p - \Theta v$$

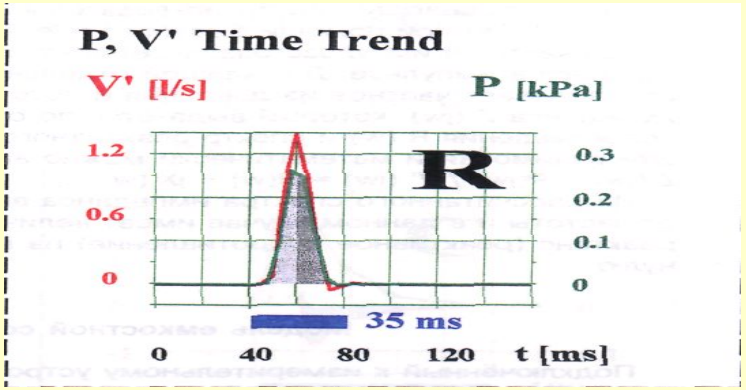
$$\mathrm{Re}\, Z_{rs} = |Z_{rs}| \cdot \cos \Theta_{rs}$$

$$\mathrm{Im}\, Z_{rs} = |Z_{rs}| \cdot \sin \Theta_{rs}$$

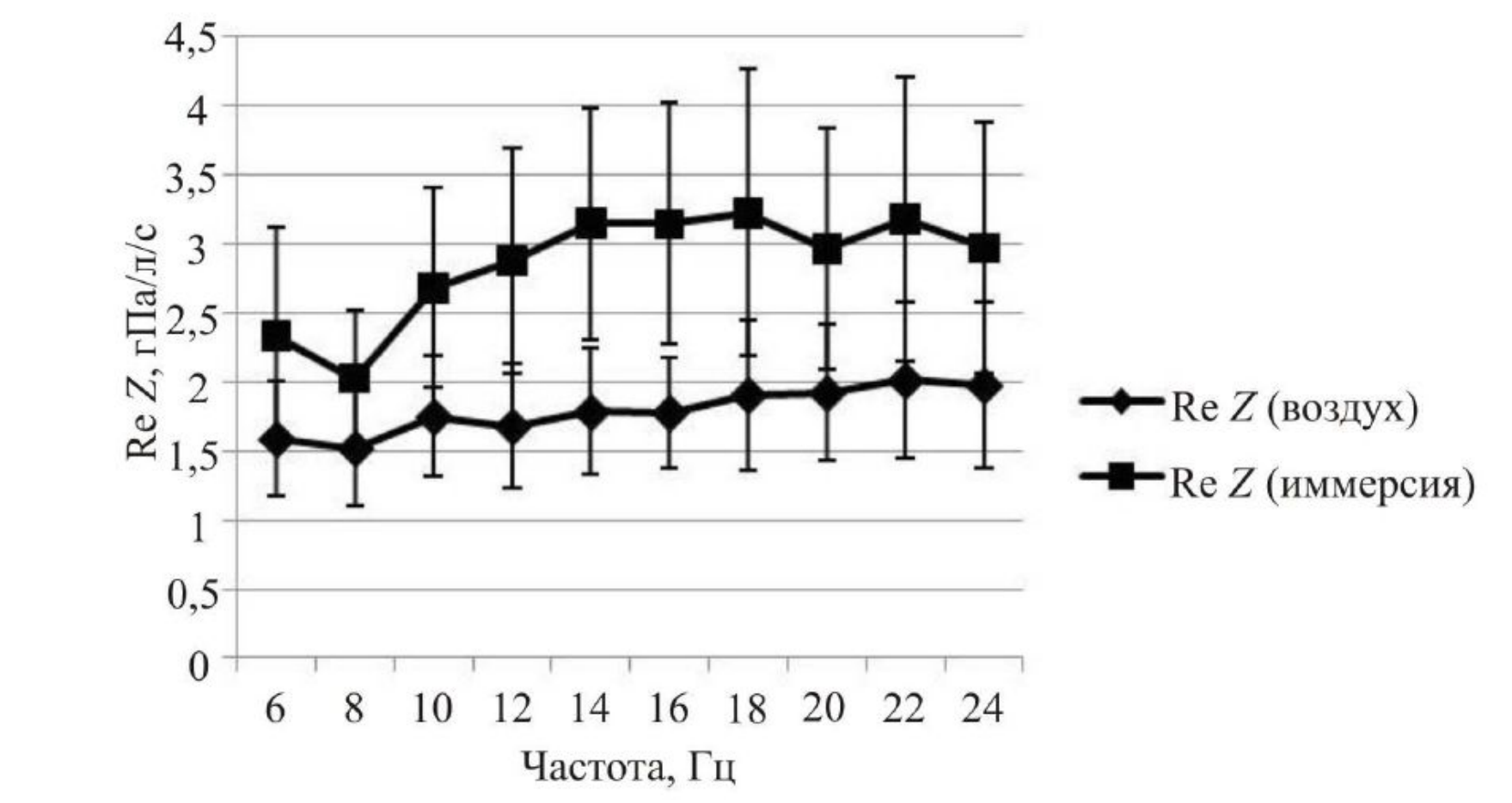
Методы вынужденных колебаний и импульсной осциллометрии

- В диапазоне низких частот широко распространен метод вынужденных колебаний (МВК) или метод форсированных осцилляций в англоязычной терминологии (forced oscillation technique). Создают колебания потока газа и давления с частотами в диапазоне примерно от 5 до 64 Гц. Колебания давления регистрируют манометром, а потока – пневмотахометром. Вычисляют величины действительной и мнимой частей механического импеданса, характеризующие соотношение между колебаниями давления и потока. В методе импульсной осциллометрии (один из вариантов метода вынужденных колебаний) в дыхательный тракт подаются импульсы давления и потока.



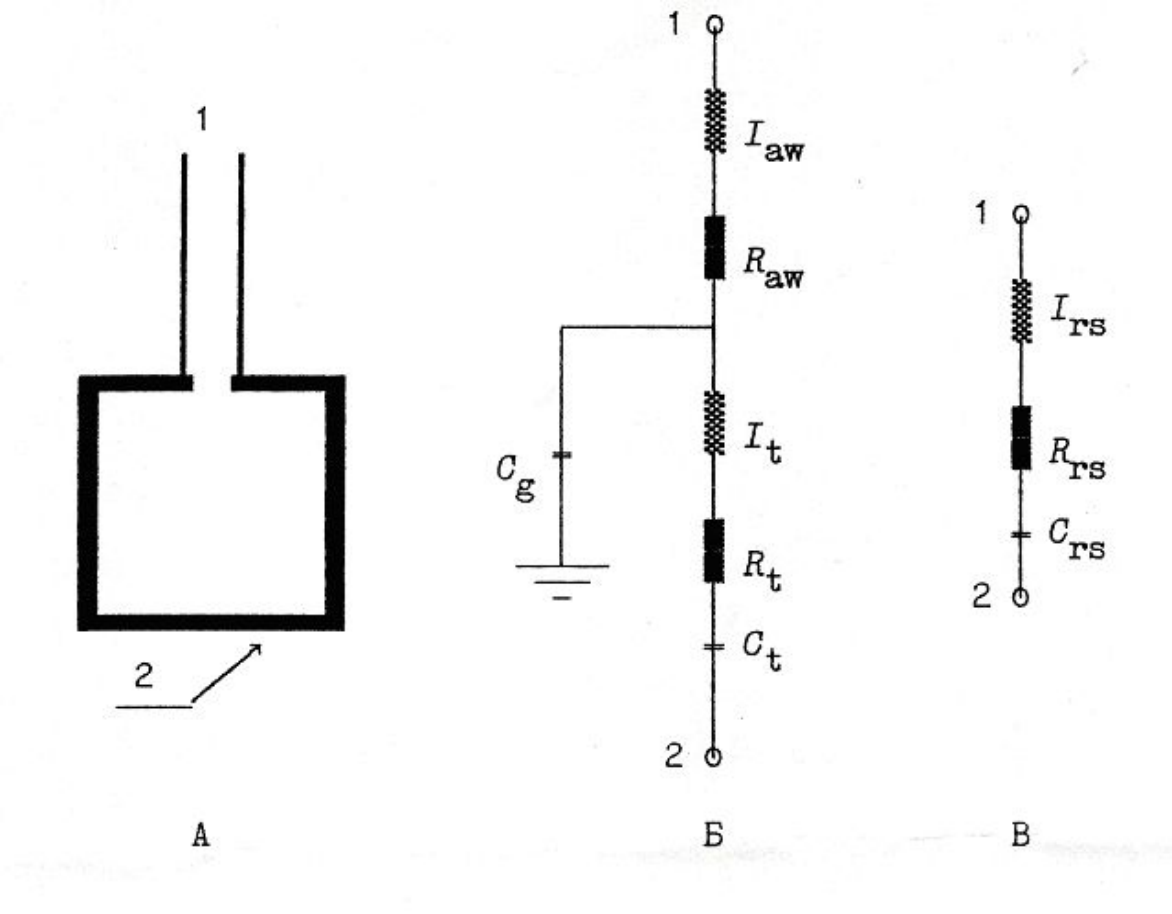


Пример зависимости импеданса от частоты

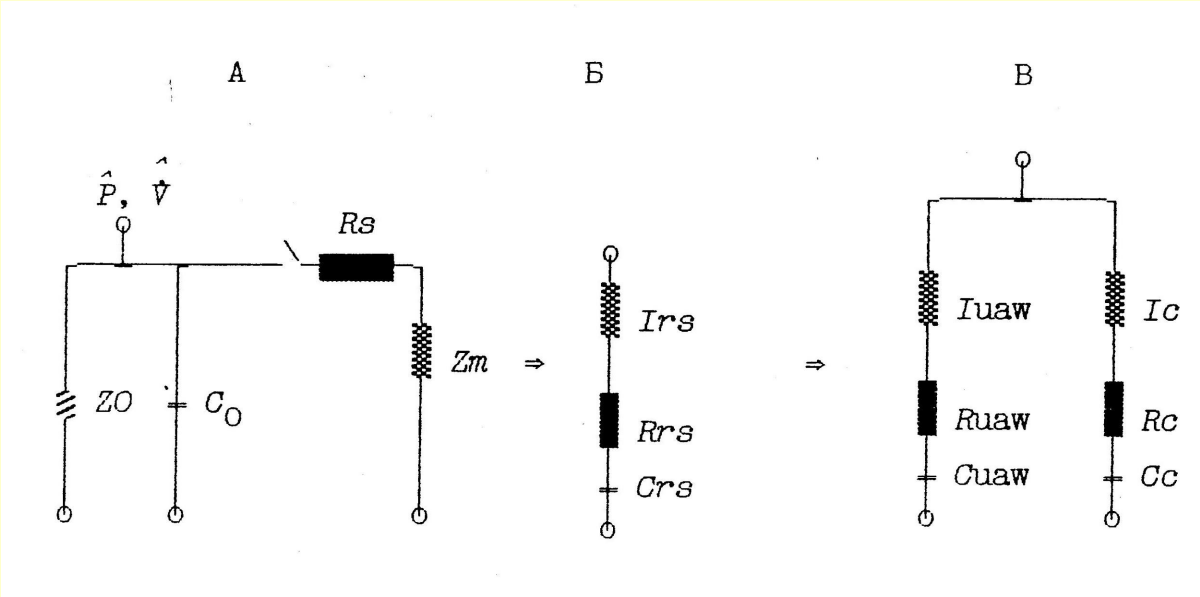


Электромеханические аналогии в системе дыхания.

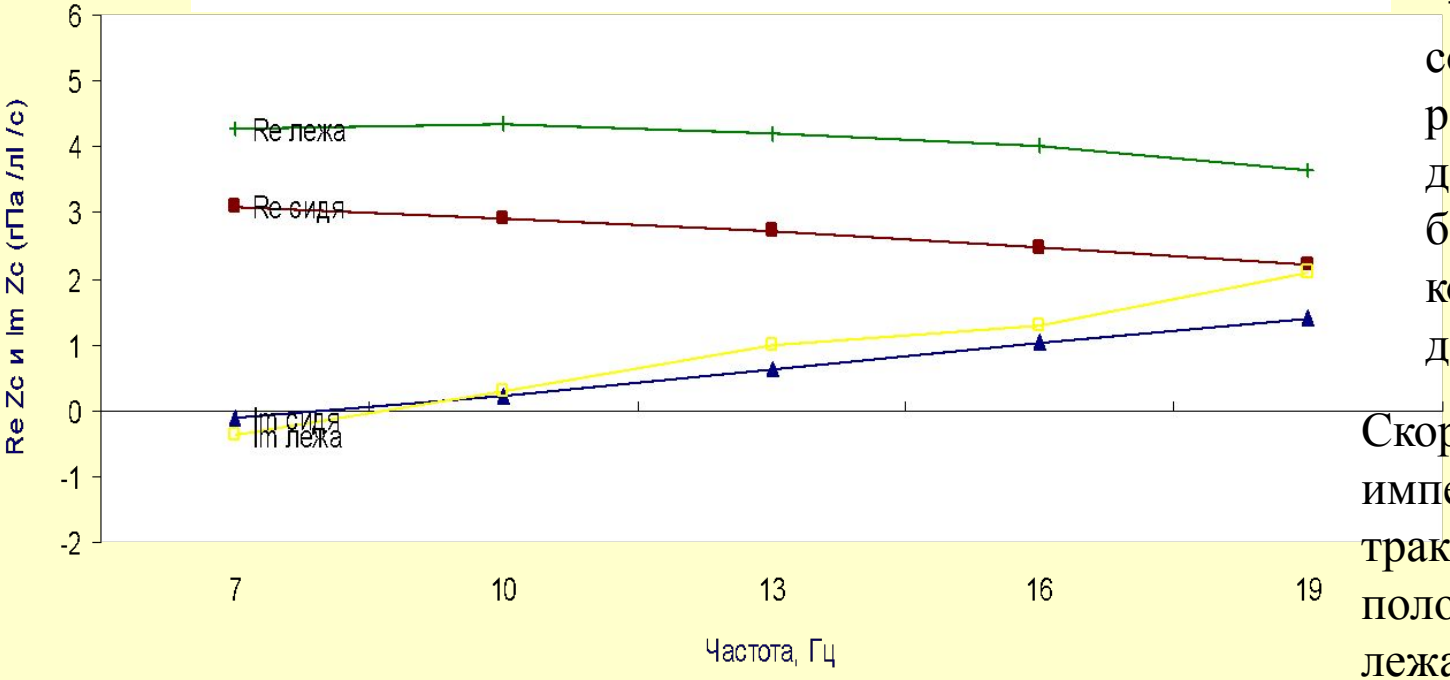
- Электромеханические аналогии в системе дыхания.
- А - "механическая" модель системы дыхания;
- Б - схема шестиэлементной модели механики дыхания;
- В - схема трехэлементной модели механики дыхания.
- 1 - вход в дыхательные пути, 2 - поверхность грудной клетки.



Измерение импеданса дыхательного тракта



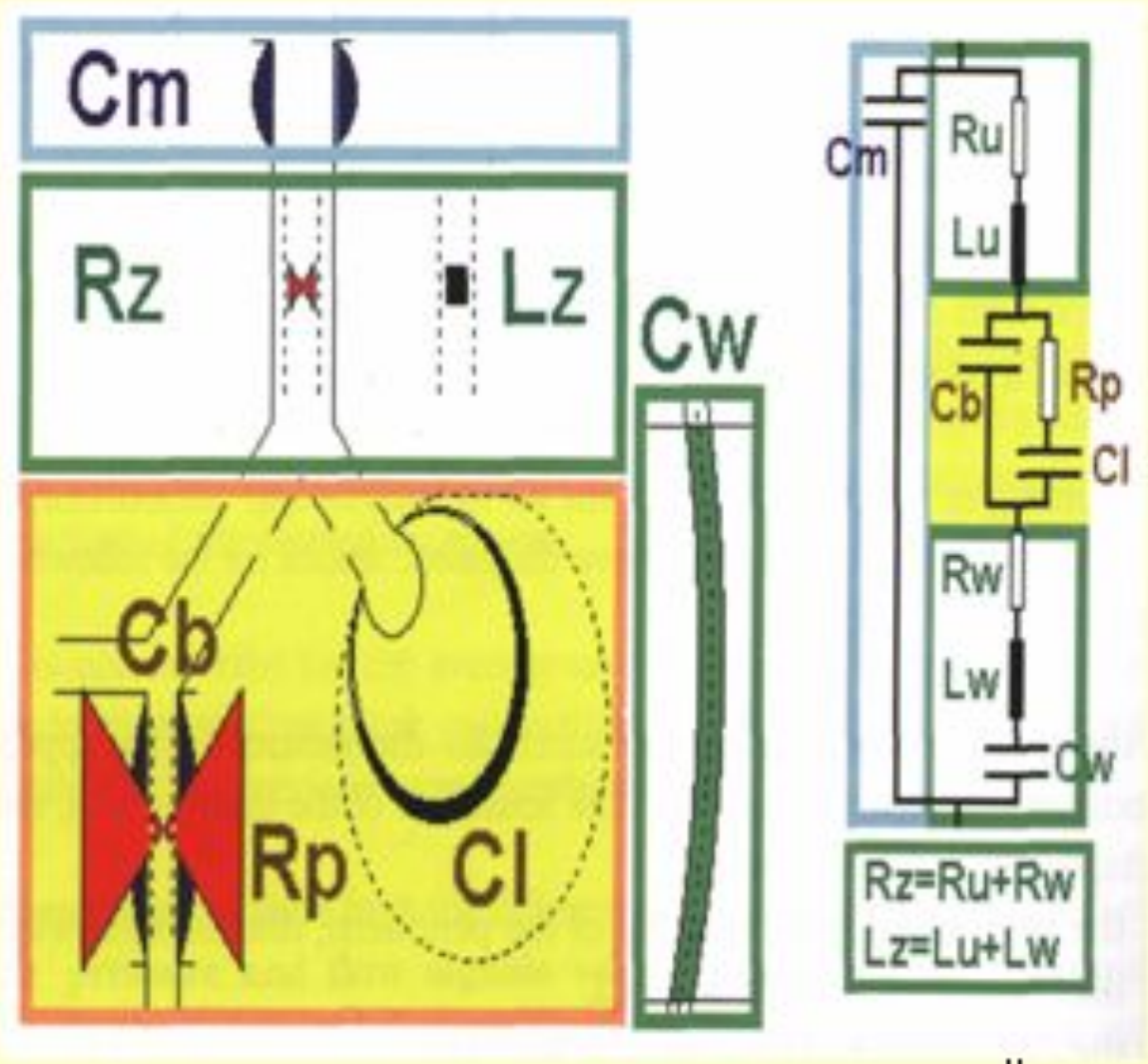
Электромеханические аналогии: А- модель прибора, $\hat{P}, \hat{V}$ переменные давление и поток;
Zm – измеряемый импеданс,
Irs, Rrs, Crs,
Ic, Rc, Cc;
Iuaw, Ruaw, Cuaw – инерционность I, сопротивление R, растяжимость C дыхательного тракта без коррекции и с коррекцией; верхних дыхательных путей.



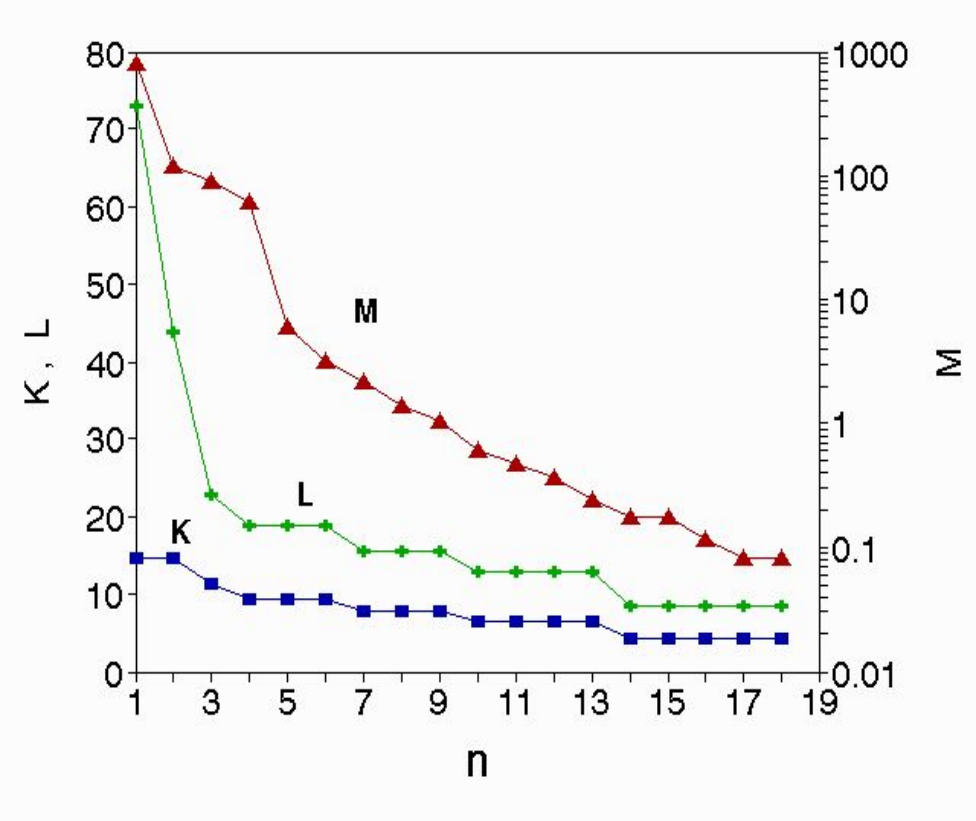
Скорректированный импеданс дыхательного тракта человека в положениях тела сидя и лежа

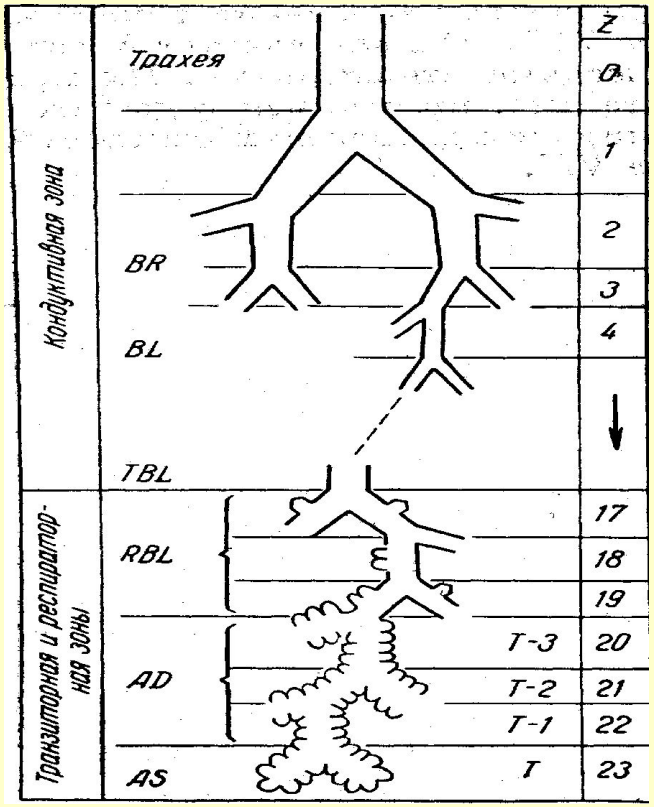
Модель Mead

- Модель Mead применяется в приборе MS IOS E. Jaeger.
- Модель включает 7 элементов.



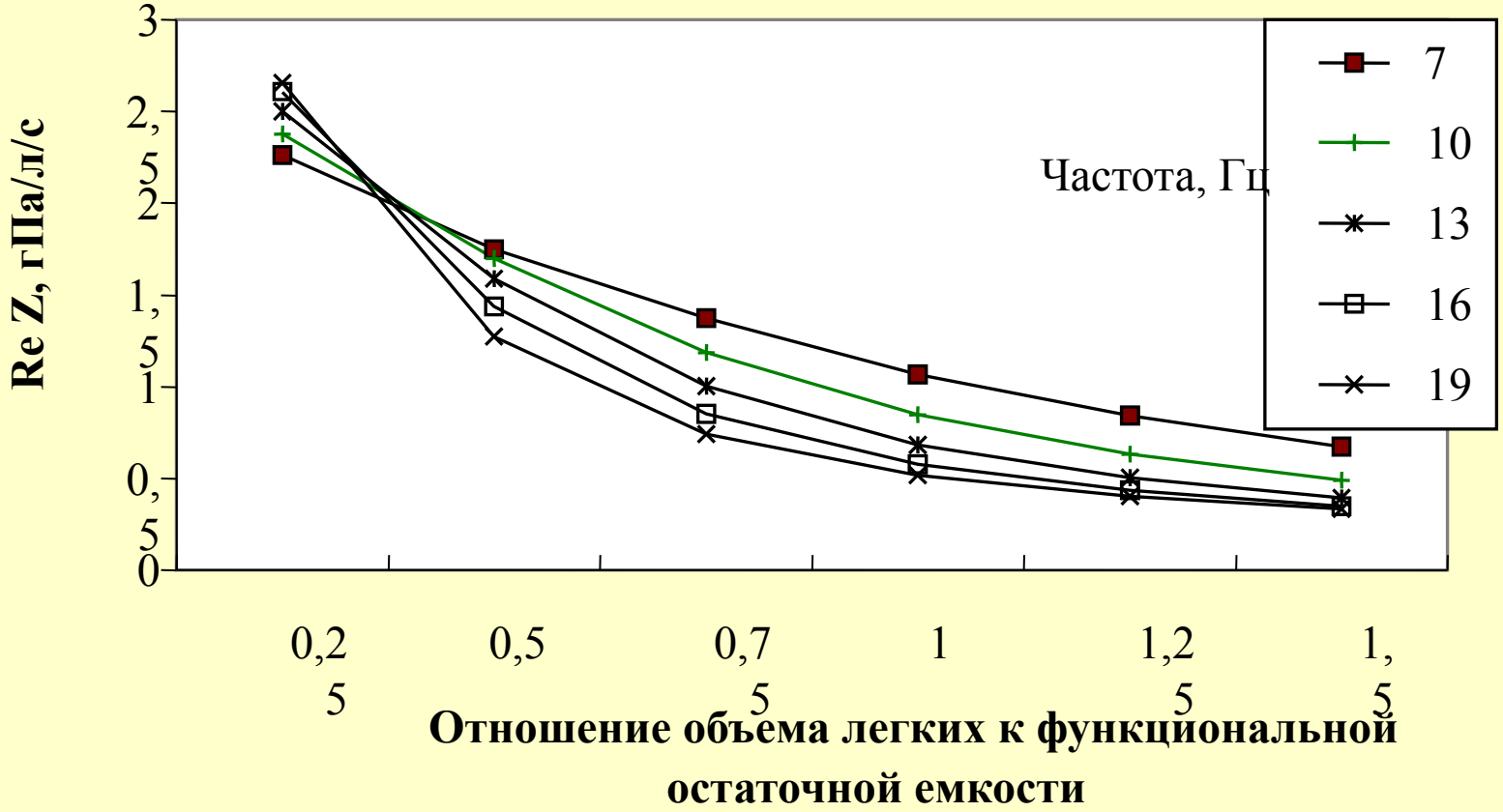
Модель с распределенными параметрами (дерево дыхательных путей)





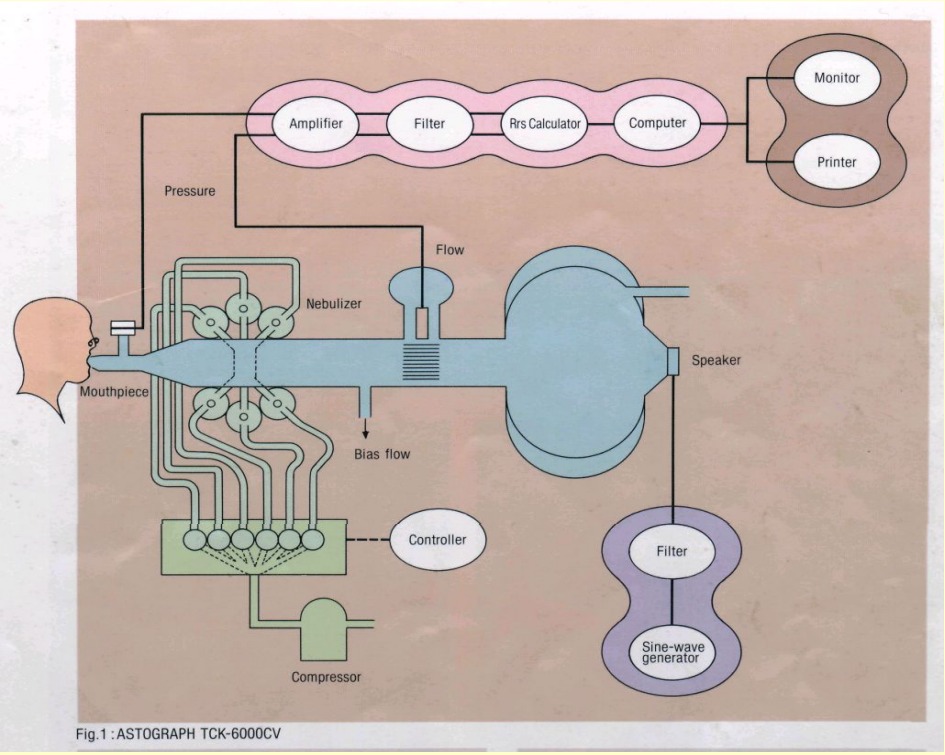
- n - номер поколения ветвления дыхательных путей
- M - масса на единицу длины дыхательных путей, г/см;
- L - вязкость на единицу длины, г(см с);
- K - упругость на единицу длины дыхательных путей, г/(см $с^2$)

Теоретический анализ влияния объема легких человека на дыхательный импеданс



Варианты метода и приборов

1. (Nicon Cohden). 2. “Siregnost FD 5” (Siemens). 3. “Custo vit R” (Customed, Bultic Amadeus).
4. “Astograph TCK-6000CV” (Chest). 5. Pulmosfor (SEFAM). 6. Пневмотест-М (ИМБП, TFG,DDR)
6. MS IOS (E. Jaeger). 7. Прибор «Спиро» (НИИИТ)



4. “Astograph TCK-6000CV” (Chest). 5. Pulmosfor (SEFAM).

Прибор «Спиро» (НИИИТ)

- «Прибор для ранней диагностики легочной функции методом вынужденных колебаний».
- Прибор реализует метод импульсной осциллометрии в диапазоне частот от 2,5 до 150 Гц.
- Характеристики прибора:
- а) определение общего дыхательного сопротивления методом вынужденных колебаний,
- б) спирометрия,
- в) методика «петля поток-обьем»,
- г) методика максимальной вентиляции легких,
- д) тест на бронхоспазм;